



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 198 29 298 A 1**

⑥ Int. Cl.⁷:
G 01 R 33/385
A 61 B 5/055

⑳ Aktenzeichen: 198 29 298.8
㉔ Anmeldetag: 30. 6. 1998
㉕ Offenlegungstag: 13. 1. 2000

DE 198 29 298 A 1

㉑ Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

㉒ Erfinder:
Gebhardt, Matthias, Dipl.-Phys., 91054 Erlangen,
DE

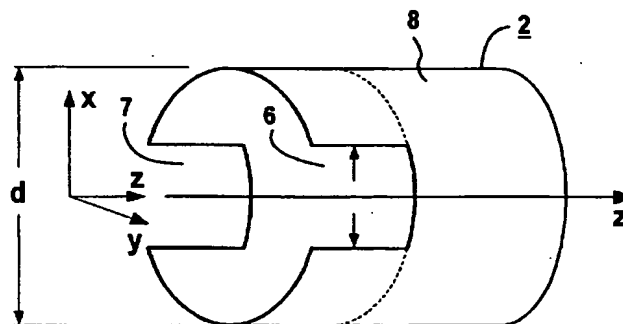
㉓ Entgegenhaltungen:
DE 42 03 582 C2
DE 196 53 449 A1
DE 195 04 171 A1
DE 40 29 477 A1
US 55 12 828 A
US 53 09 107 A
EP 06 95 950 A2
EP 06 72 915 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

㉔ Gradientenspulensystem für ein Kernspintomographiegerät

㉕ Zwei tesserale Gradientenspulen (GSx, GSy) sind auf einer im wesentlichen zylinderförmigen Fläche angeordnet. Eine aus einem Gradientenspulenpaar (GSz) bestehende transversale Gradientenspule (Gz) überragt die zylinderförmige Fläche an einem Ende in transversaler Richtung, wobei zwischen den Einzelspulen des Gradientenspulenpaares (GSz) der transversalen Gradientenspule (Gz) ein Abstand in tesseraler Richtung bleibt.



DE 198 29 298 A 1

Beschreibung

Herkömmliche, fest eingebaute Gradientenspulensysteme beanspruchen einen nicht unerheblichen Teil des Innenraums einer Magnetanordnung (bei supraleitenden Magneten "Warmbohrung" genannt). Dies soll anhand von Fig. 1 näher erläutert werden. Fig. 1 zeigt stark schematisiert die Bauteile eines Kernspintomographen. Das Grundmagnetfeld wird mit einem Magneten 1 in einer Ringspulenanordnung, die meist supraleitend ausgeführt ist, erzeugt. Bei supraleitenden Grundfeldmagneten sind die in Fig. 1 nicht dargestellten Spulen in einem Kryostaten angeordnet. Der Grundfeldmagnet weist einen hohlzylinderförmigen Innenraum auf. In diesem Innenraum ist ein hohlzylinderförmiges Gradientenspulensystem 2 angeordnet. Innerhalb des Gradientenspulensystems 2 ist eine Hochfrequenzantenne 3 vorgesehen. Der nach Einbau von Gradientenspulensystem 2 und Hochfrequenzantenne 3 sowie nach Montage von nicht dargestellten Verkleidungen verbleibende Innenraum steht als Nutzraum zur Verfügung. In diesem Nutzraum kann auf einer Patientenliege 4 ein Patient 5 platziert werden. Für den Nutzraum sind insbesondere hinsichtlich seiner Breite gewisse Mindestmaße erforderlich, um schwergewichtige Patienten überhaupt bzw. Patienten allgemein ohne allzu gravierende Beengung untersuchen zu können. Der benötigte Innendurchmesser des Grundfeldmagneten ist somit gegeben durch die gewünschten Maße des Nutzraums sowie durch die radiale Ausdehnung von Hochfrequenzantenne 3 und Gradientenspulensystem 2. Der Innendurchmesser des Grundfeldmagneten 1 bestimmt jedoch maßgeblich dessen Kosten. Es müssen nicht nur die Ringspulen und bei supraleitenden Spülen auch der Kryostat mit größerem Durchmesser ausgeführt werden. Es muß außerdem aufgrund des größeren Innenvolumens bei gegebener Magnetfeldstärke mehr magnetische Energie aufgebracht werden. Bei gleichbleibenden Voraussetzungen bezüglich der geforderten Homogenität im Untersuchungsraum muß schließlich mit größerem Innendurchmesser des Grundfeldmagneten auch noch dessen Länge vergrößert werden. Dies ist nicht nur im Hinblick auf Kostengesichtspunkte höchst unerwünscht, sondern mit größerer Länge nehmen auch Klaustrophobie-Probleme bei den Patienten zu und die Zugänglichkeit zum Patienten wird schlechter.

Von den im Untersuchungsraum des Grundfeldmagneten 1 eingebauten Systemen hat die Gradientenspulenordnung den höchsten Platzbedarf.

Es wird daher angestrebt, den Außendurchmesser des Gradientenspulensystems bei vorgegebenem Aufnahme-raum für den Patienten so klein wie möglich zu halten. Für eine Gradientenspule mit möglichst kleinem Innenvolumen spricht auch die Tatsache, daß mit kleinerem Innenvolumen die Sensitivität steigt. Unter Sensitivität versteht man dabei das Verhältnis von erzeugtem Gradientenfeld zum aufzubringenden Strom bei gleicher Windungszahl. Bei kleinem Innenvolumen werden bei gegebener Gradientenstärke geringere Anforderungen an den Gradientenverstärker gestellt.

Um das vom Gradientenspulensystem eingeschlossene Volumen kleiner zu halten, wurde in der deutschen Offenlegungsschrift 196 53 449 vorgeschlagen, das Gradientenspulensystem nicht wie üblich zylinderförmig, sondern nach beiden Seiten hin offen zu gestalten. Damit wird der besonders kritische Schulterraum für den Patienten erweitert, so daß der Innendurchmesser des Grundfeldmagneten verkleinert werden kann.

Für Spezialanwendungen gibt es sogenannte lokale Gradientenspulensysteme, die nur einen Teil des Körpers eines Patienten, z. B. den Kopf, aufnehmen. Ein derartiges lokales Gradientenspulensystem ist beispielsweise aus der DE-A1-

195 04 171 bekannt. Wegen ihrer relativ geringen Induktivität bzw. hohen Sensitivität eignen sich solche lokalen Gradientenspulensysteme insbesondere für Pulssequenzen, bei denen Gradienten sehr schnell geschaltet werden müssen, z. B. für das EPI-(Echo Planar Imaging)-Verfahren.

Der Anwendungsbereich solcher Lokalspulen ist jedoch begrenzt.

Aufgabe der Erfindung ist es, ein Gradientenspulensystem mit kleinem Innendurchmesser und großem Anwendungsbereich zu schaffen.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch die Merkmale des Anspruchs 1 gelöst. Durch den Überstand der transversalen Gradientenspule über die zylinderförmige Fläche und den Abstand zwischen den Einzelspulen der transversalen Gradientenspule wird eine erweiterte Aufnahmemöglichkeit für einen Teilbereich des Gradientenspulensystems geschaffen. Dabei ist vorteilhafterweise der Abstand zwischen den Einzelspulen der transversalen Gradientenspule für die Aufnahme der Schultern eines Patienten ausgelegt und der Innendurchmesser der zylinderförmigen Fläche für die Aufnahme des Kopfes eines Patienten. Damit kann man bei einer Kopfgradientenspule auch den Halsbereich mitaufnehmen.

Weitere vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben.

Ein Ausführungsbeispiel wird nachfolgend anhand der Fig. 2 bis 9 näher erläutert. Dabei zeigen:

Fig. 2 schematisch die geometrischen Konturen des Gradientenspulensystems,

Fig. 3 einen Querschnitt der oberen Hälfte des vergossenen Spulenkörpers des Gradientenspulensystems 2 mit Darstellung des Patienten in Aufnahmeposition und dem schematisch dargestellten Grundfeldmagneten 1,

Fig. 4 eine Spulenhälfte des Primärteils einer tesseralen Gradientenspule,

Fig. 5 eine Spulenhälfte des Sekundärteils einer tesseralen Gradientenspule,

Fig. 6 eine Spulenhälfte des Primärteils einer transversalen Gradientenspule,

Fig. 7 eine Spulenhälfte des Sekundärteils der transversalen Gradientenspule,

Fig. 8 die relativen Positionen der oberen Hälften der Primärteile einer tesseralen und der transversalen Gradientenspule,

Fig. 9 die relativen Positionen der oberen Hälften einer tesseralen Gradientenspule (GSyp, GSys) und der transversalen Gradientenspule (GSzp, GSzs).

In der schematischen Darstellung nach Fig. 2 sieht man deutlich die geometrische Struktur des neuartigen Gradientenspulensystems 2, die aufgrund der Öffnungen 6 und 7 eine gegenüber einer reinen Zylinderform erweiterte Aufnahme für ein Untersuchungsobjekt aufweist. In Fig. 2 ist ein kartesisches Koordinatensystem x, y, z eingezeichnet, auf das in den folgenden Betrachtungen Bezug genommen wird. Die Richtung z entspricht der Achse der Zylinderfläche 8 und fällt mit der Richtung des Grundmagnetfeldes zusammen. Diese Richtung wird auch als "transversale Richtung" bezeichnet. Ein in dieser Richtung liegender Gradient wird dementsprechend als transversaler Gradient bezeichnet, die entsprechende Gradientenspule als transversale Gradientenspule.

Die auf z senkrecht stehenden Richtungen x und y werden als tesserale Richtungen, die entsprechenden Gradienten als tesserale Gradienten und die zugehörigen Gradientenspulensysteme als tesserale Gradientenspulensysteme bezeichnet.

Bei einer bevorzugten Anwendung des neuartigen Gradientenspulensystems für Kopfuntersuchungen wird der Innendurchmesser des Gradientenspulensystems so dimensioniert,

niert, daß er für die Aufnahme des Kopfes eines Patienten geeignet ist und die radiale Ausdehnung der Öffnungen 6 und 7 derart, daß diese für die Aufnahme der Schultern eines Patienten ausreichen.

In Fig. 3 ist eine Schnittdarstellung des vergossenen Gradientenspulensystems, und zwar nur die obere Hälfte, mit einem Patienten in Untersuchungsposition dargestellt. Es wird deutlich, daß die Schultern des Patienten in die Öffnungen 6, 7 eingreifen, so daß das Gradientenspulensystem deutlich kleiner gebaut werden kann als eine herkömmliche vollzylindrische Anordnung. Im dargestellten Anwendungsfall wird das Gradientenspulensystem in Verbindung mit einem speziellen Magnetsystem 1 verwendet, dessen obere Hälfte im Schnitt nach Fig. 3 schematisch dargestellt ist. Ein derartiges Magnetsystem kann z. B. für Kopfuntersuchungen ausgelegt werden und kann dann mit wesentlich kleinerem Durchmesser und kürzerer Bauweise als herkömmliche Magnetsysteme aufgebaut werden.

Der Aufbau der einzelnen Spulen ist in den folgenden Figuren dargestellt. Es werden sogenannte aktiv geschirmte Spulen verwendet, bei denen eine Primärspule, die das eigentliche Nutzfeld erzeugt, von einer Sekundärspule umgeben ist, die das Nutzfeld zur Magnetseite hin abschirmt, so daß störende Wirbelströme in leitenden Teilen der Magnetkonstruktion weitgehend vermieden werden. Aufbau und Auslegung solcher aktiv geschirmter Gradientenspulen sind beispielsweise im US-Patent 5,512,828 beschrieben.

In Fig. 4 ist die Leiterstruktur für eine Spulenhälfte des Primärteils einer tesseralen Gradientenspule, also z. B. der Gradientenspule GSx dargestellt, in Fig. 5 die entsprechende Sekundärspule. Die zweiten Spulenhälften sind jeweils symmetrisch zur Mittelachse des Magneten, die entsprechenden x-Gradientenspulen sind um 90° verdreht.

Bei Betrachtung der Fig. 3 fällt auf, daß der Kopf des Patienten als primäres Untersuchungsobjekt nicht in der Mitte des Gradientenspulensystems liegt. Grundsätzlich sollte aber das Linearitätszentrum der Gradientenfelder mit der Mitte des Bildgebungsvolumens zusammenfallen. Hierfür werden die tesseralen Gradientenspulen asymmetrisch ausgelegt, das heißt, das Linearitätszentrum der Gradientenspule liegt gegenüber dem geometrischen Zentrum in Richtung zum Untersuchungsobjekt hin (also in z-Richtung) versetzt. Die Auslegung solcher asymmetrischer Gradientenspulen ist ebenfalls bereits in dem obengenannten US-Patent 5,512,828 beschrieben.

In Fig. 6 ist eine Spulenhälfte des Primärteils der transversalen Gradientenspule, also der z-Gradientenspule, dargestellt, in Fig. 7 die entsprechende Spulenhälfte der Sekundärspule. Die z-Gradientenspule ist antisymmetrisch konzipiert. Ein asymmetrisches Design würde nämlich zwangsläufig zu einem relativ starken B₀-Hub führen und wäre daher für die Bildgebung unbrauchbar. Dies ist eine Konsequenz der Tatsache, daß ein z-Gradient mit Nulldurchgang im Bildmittelpunkt eine in z-Richtung antisymmetrische Feldverteilung darstellt, die entsprechend den Gesetzen der Elektrodynamik im Prinzip auch nur durch eine in z-Richtung antisymmetrische Leiteranordnung erreicht werden kann. Für die z-Gradientenspule GSz fällt daher der geometrische Mittelpunkt mit dem Mittelpunkt des Bildgebungsvolumens zusammen. Die Anordnung der z-Gradientenspule GSz relativ zur x-Gradientenspule GSx ist in Fig. 8 dargestellt. Man erkennt, daß die z-Gradientenspule GSz die x-Gradientenspule GSx – oder allgemein die tesseralen Gradientenspulen – überragt, wobei die Linearitätszentren der asymmetrischen tesseralen Gradientenspulen und der symmetrischen transversalen (z-)Gradientenspulen übereinstimmen.

In Fig. 9 sind die einzelnen Spulenteile des Gradienten-

spulensystems in einem Schnitt senkrecht zur Axialrichtung schematisch dargestellt, wobei hier wiederum deutlich wird, daß die beiden Spulenhälften GSzp, GSzs der z-Gradientenspule GSz über die ganze Länge zueinander einen Abstand aufweisen, der an einem Ende zur Aufnahme der Schultern geeignet ist.

Mit dem oben beschriebenen Gradientenspulensystem gelingt es, den Einsatzbereich relativ kleiner, d. h. nicht den ganzen Körper eines Patienten aufnehmenden Gradientenspulen zu erweitern. Bei bisherigen speziellen Kopfgradientenspulen ist im Bereich des Halses kaum eine Bildgebung möglich, da wegen der Kollision der Patientenschultern mit dem Gradientenspulenkörper das Zentrum des Bildgebungsvolumens maximal bis zur Kopfmitte ausgedehnt werden kann. In der medizinischen Diagnostik wird aber angestrebt, die Kopfuntersuchung auch mit Untersuchungen des Hals-/Wirbelsäulenbereichs zu verbinden, der bis zur Bifurkation der Karotiden herabreicht. Mit dem beschriebenen Gradientenspulensystem ist dies jedoch problemlos möglich, da aufgrund der Aussparungen im Schulterbereich der Kopf des Patienten genügend weit in das Gradientenspulensystem eingeschoben werden kann.

Die Gradientenspule kann z. B. im Rahmen eines Spezialsystems für Kopfuntersuchungen eingesetzt werden, wobei der entsprechende Grundfeldmagnet lediglich so groß sein muß, daß sein Innendurchmesser gerade noch Platz für die Schultern bietet. Das Gradientenspulensystem kann aber auch als sogenannte insert-Gradientenspule für Ganzkörper-systeme betrieben werden.

Da für die tesseralen Gradientenspulen in herkömmlicher Weise die komplette Zylinderoberfläche ohne radiale Aussparungen zur Verfügung steht, können diese hocheffizient ausgelegt werden. Da sie nur ein sehr kleines Untersuchungsvolumen einschließen, weisen sie eine geringe Induktivität auf, so daß an den Gradientenverstärker entsprechend reduzierte Anforderungen gestellt werden. Vorteilhafterweise werden zur Unterdrückung von Lärm und Vibrationen die asymmetrischen tesseralen Gradientenspulen mit einem Drehmoment-kompensierten Leiterdesign aufgebaut. Die Berechnung solcher Gradientenspulen ist in der US-Patentschrift 5,309,107 beschrieben.

Patentansprüche

1. Gradientenspulensystem für ein Kernspintomographiegerät mit zwei tesseralen Gradientenspulen (GSx, GSy), die auf einer im wesentlichen zylinderförmigen Fläche (8) angeordnet sind, und einer aus einem Gradientenspulenpaar (GSz) bestehenden transversalen Gradientenspule (GSz), wobei die transversale Gradientenspule (GSz) die zylinderförmige Fläche (8) an einem Ende in transversaler Richtung überragt und zwischen den Einzelspulen des Gradientenspulenpaars (GSz) der transversalen Gradientenspule (GSz) ein Abstand in tesseraler Richtung bleibt.
2. Gradientenspulensystem nach Anspruch 1, wobei das Linearitätszentrum der tesseralen Gradientenspulen (GSx, GSy) aus dem geometrischen Zentrum der tesseralen Gradientenspulen (GSx, GSy) in Richtung des Überstands der transversalen Gradientenspule (GSz) verschoben ist.
3. Gradientenspulensystem nach Anspruch 2, wobei das Linearitätszentrum der tesseralen Gradientenspulen (GSx, GSy) mit dem Linearitätszentrum der transversalen Gradientenspule (GSz) zusammenfällt.
4. Gradientenspulensystem nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei der Abstand (a) zwischen den Einzelspulen der transversalen Gradientenspule (GSz) für die

Aufnahme der Schultern eines Patienten ausgelegt ist.

5. Gradientenspulenordnung nach Anspruch 4, wobei der Innendurchmesser (d) der zylinderförmigen Fläche für die Aufnahme des Kopfes eines Patienten ausgelegt ist.

6. Gradientenspulensystem nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei dieses als Insert-Gradientenspule für Ganzkörper-MR-Geräte ausgeführt ist.

7. Gradientenspulensystem nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei es in einen Grundfeldmagneten eingebaut ist, dessen Innendurchmesser (R) für die Aufnahme der Schultern eines Patienten ausgelegt ist.

Hierzu 8 Seite(n) Zeichnungen

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

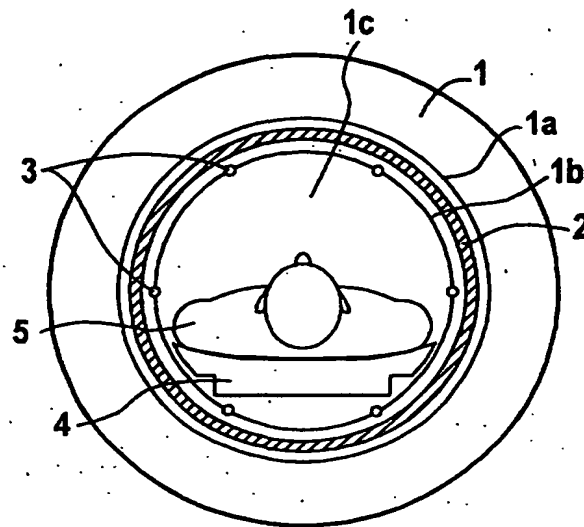


FIG 1

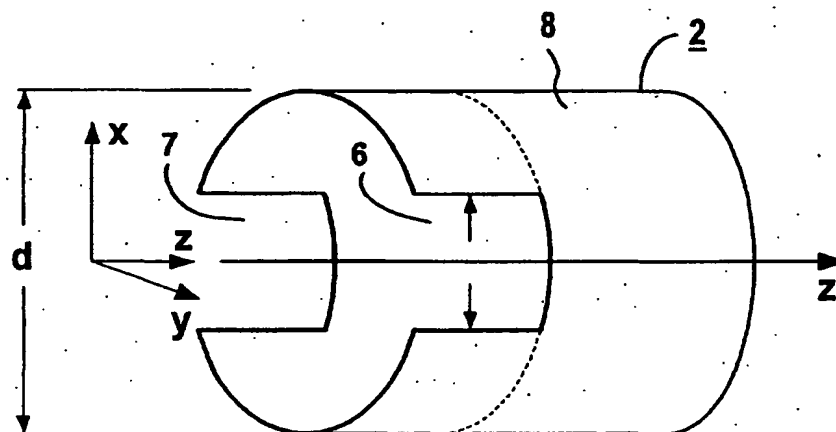


FIG 2

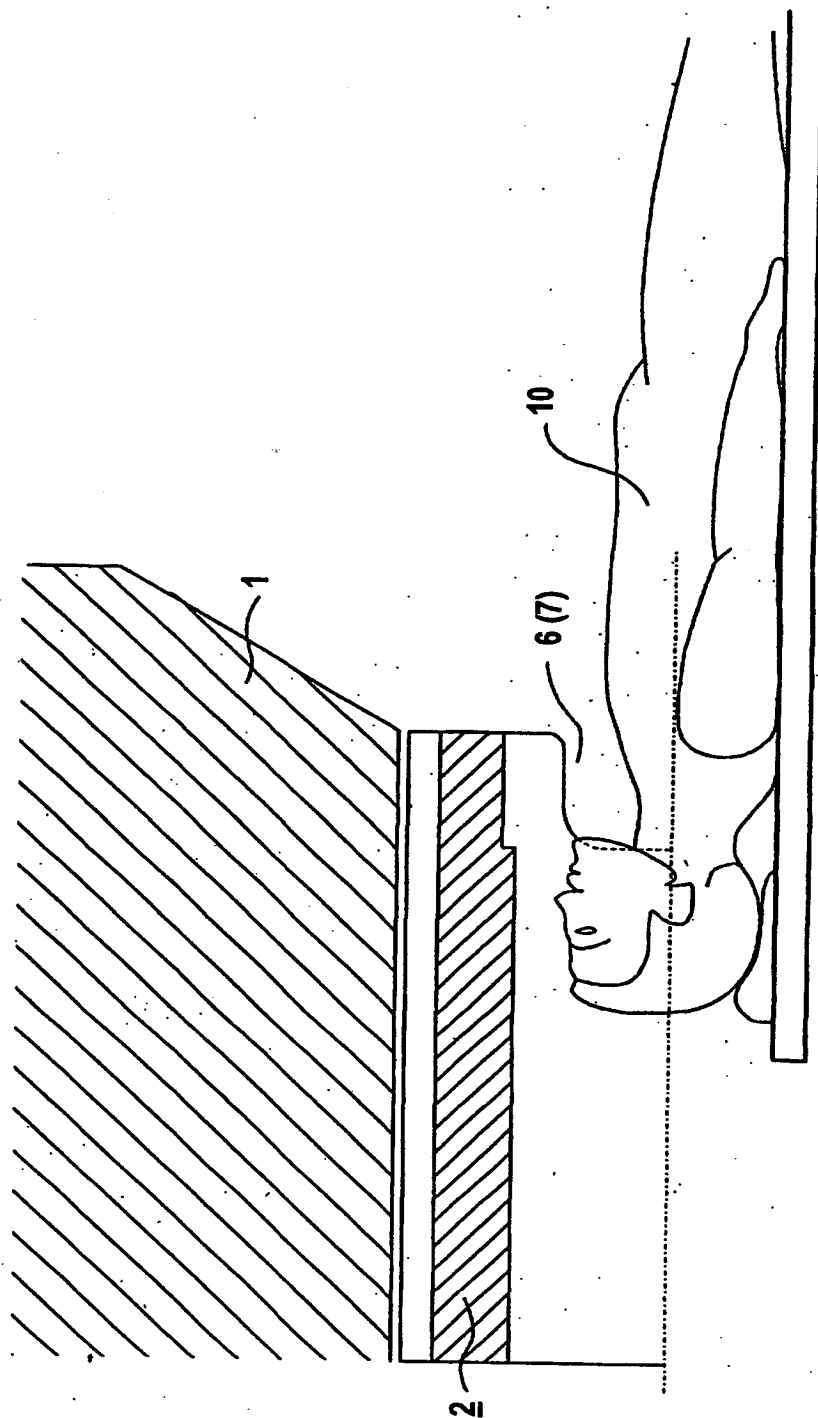


FIG 3

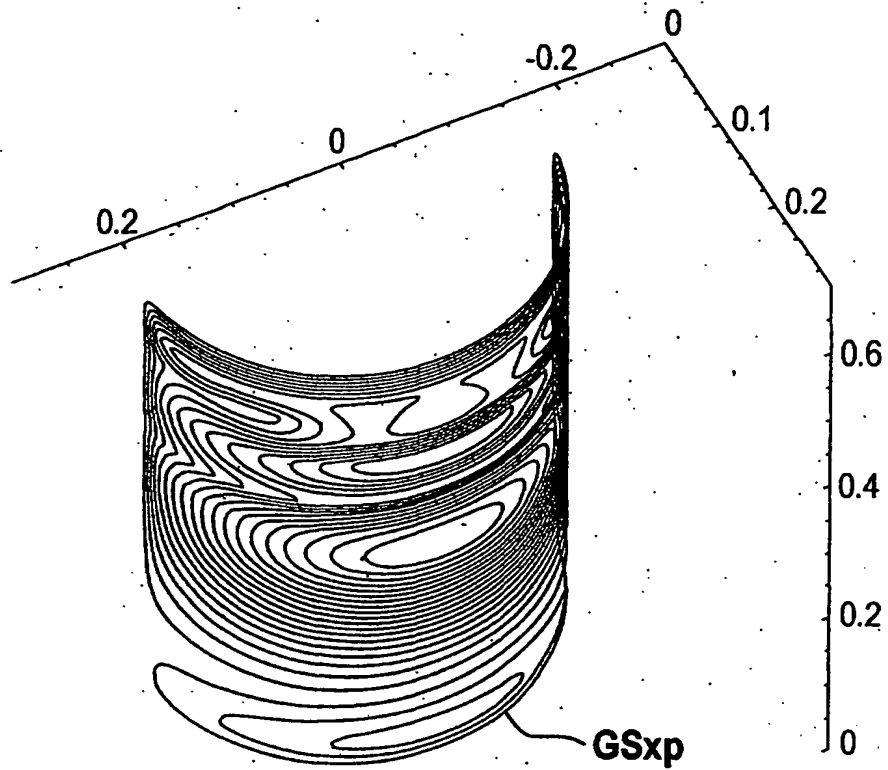


FIG 4

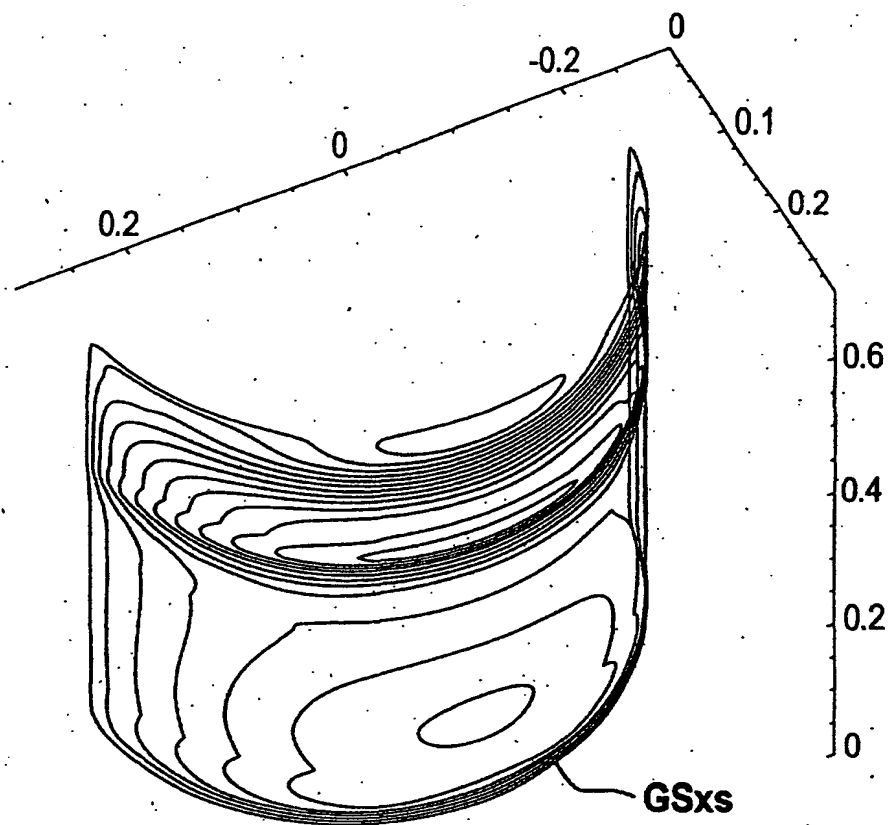


FIG 5

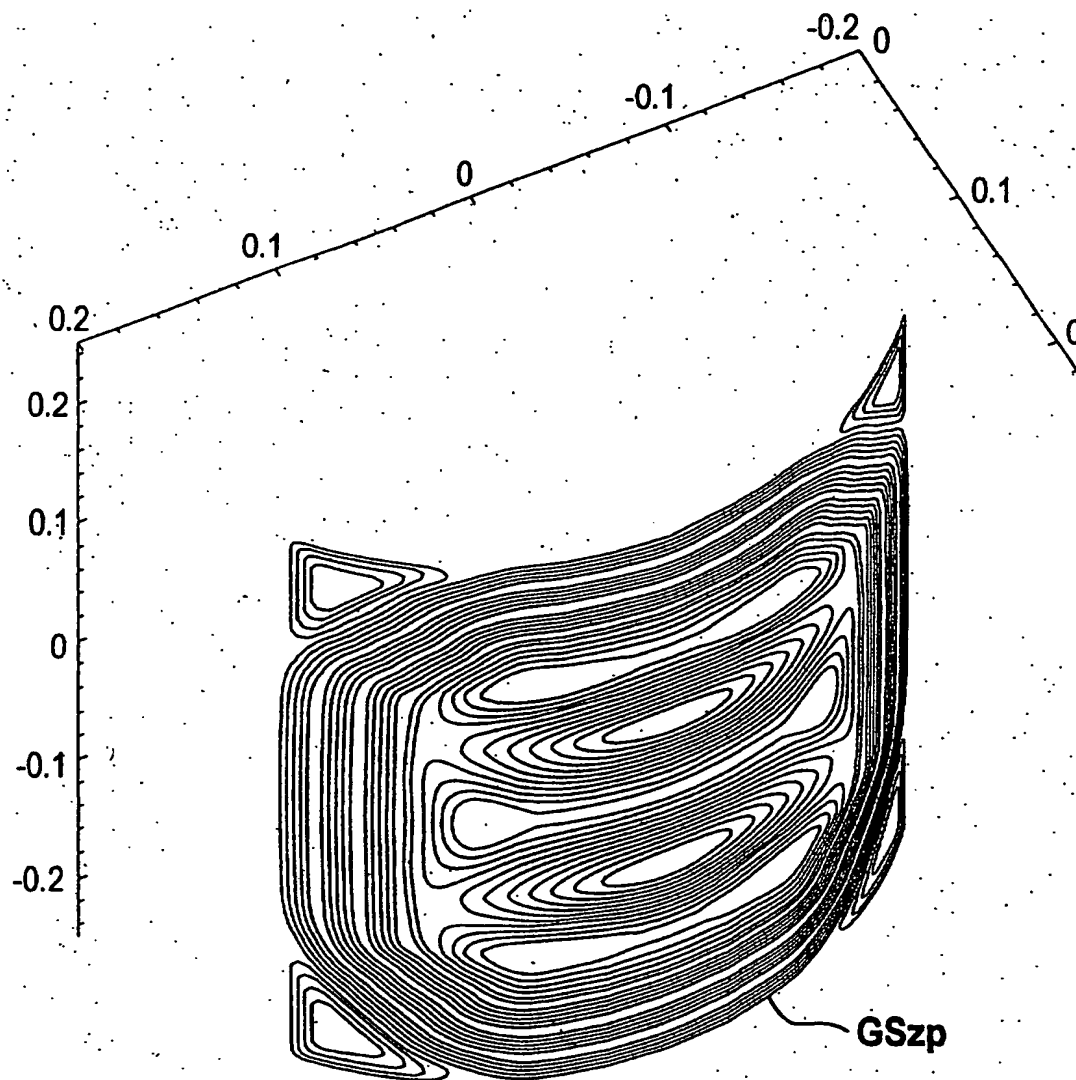


FIG 6

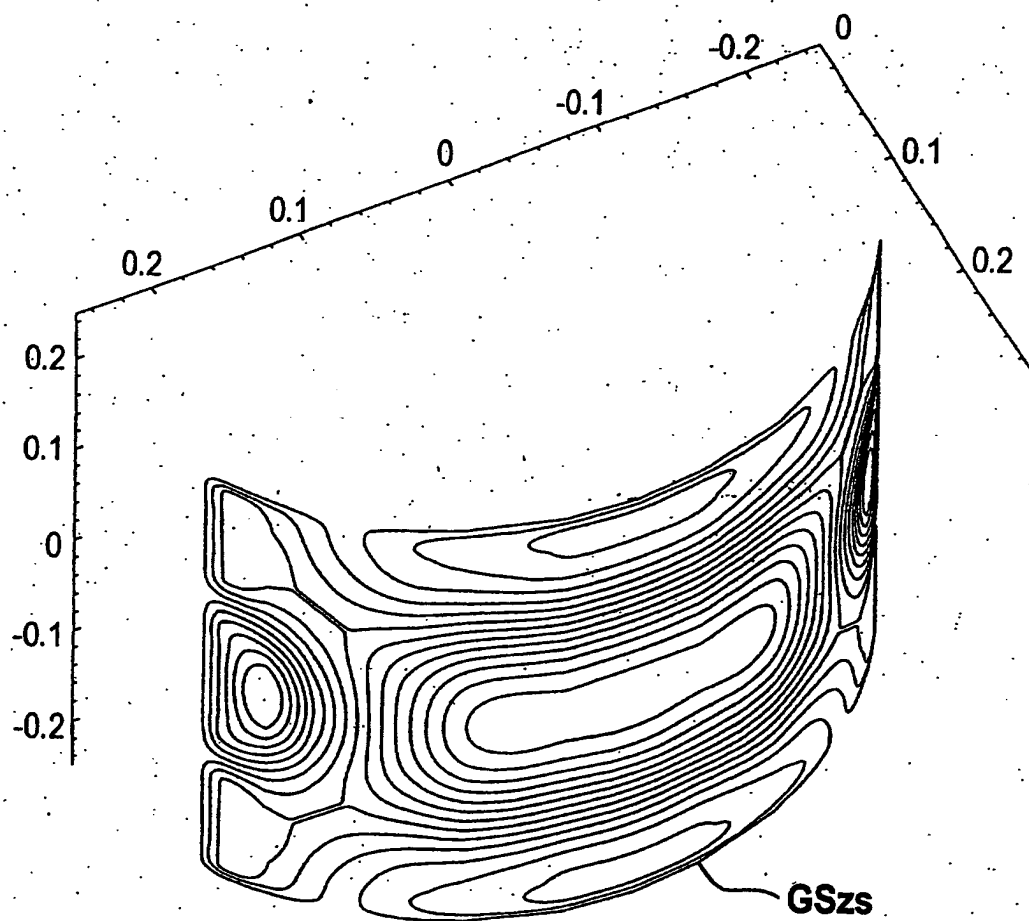


FIG 7

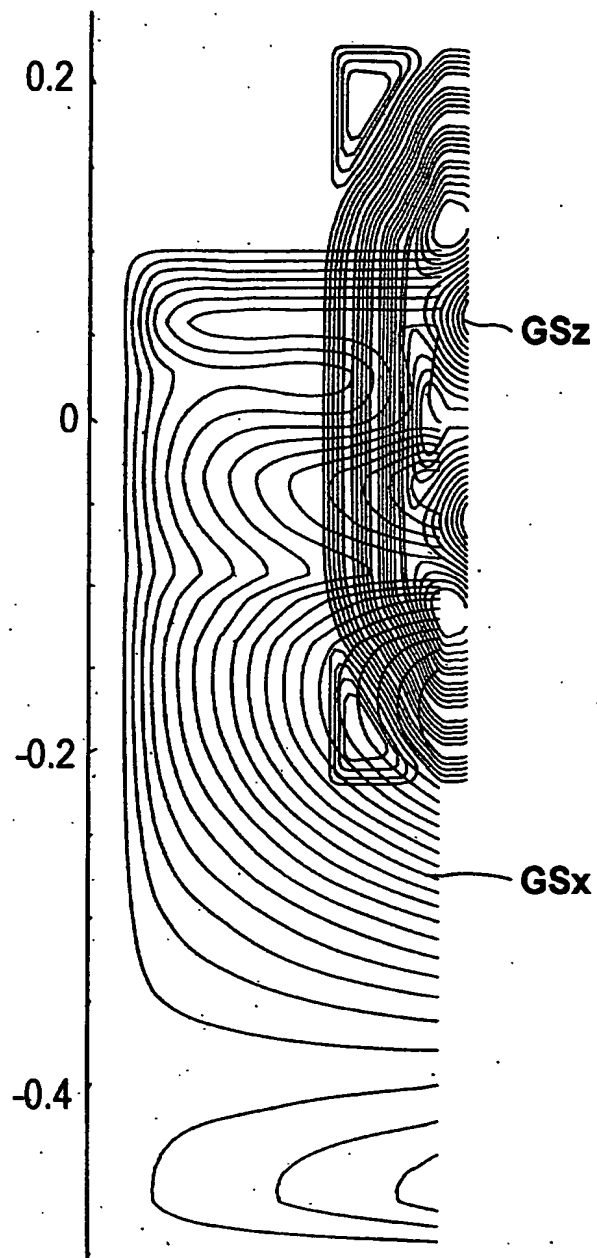


FIG 8

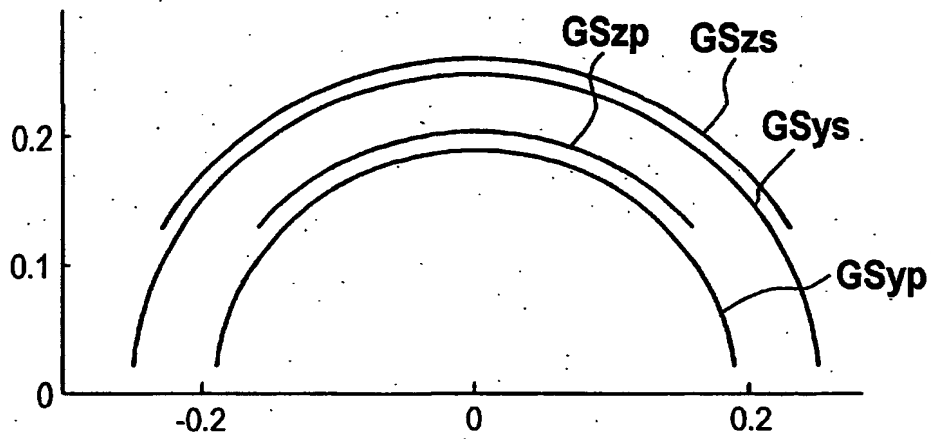
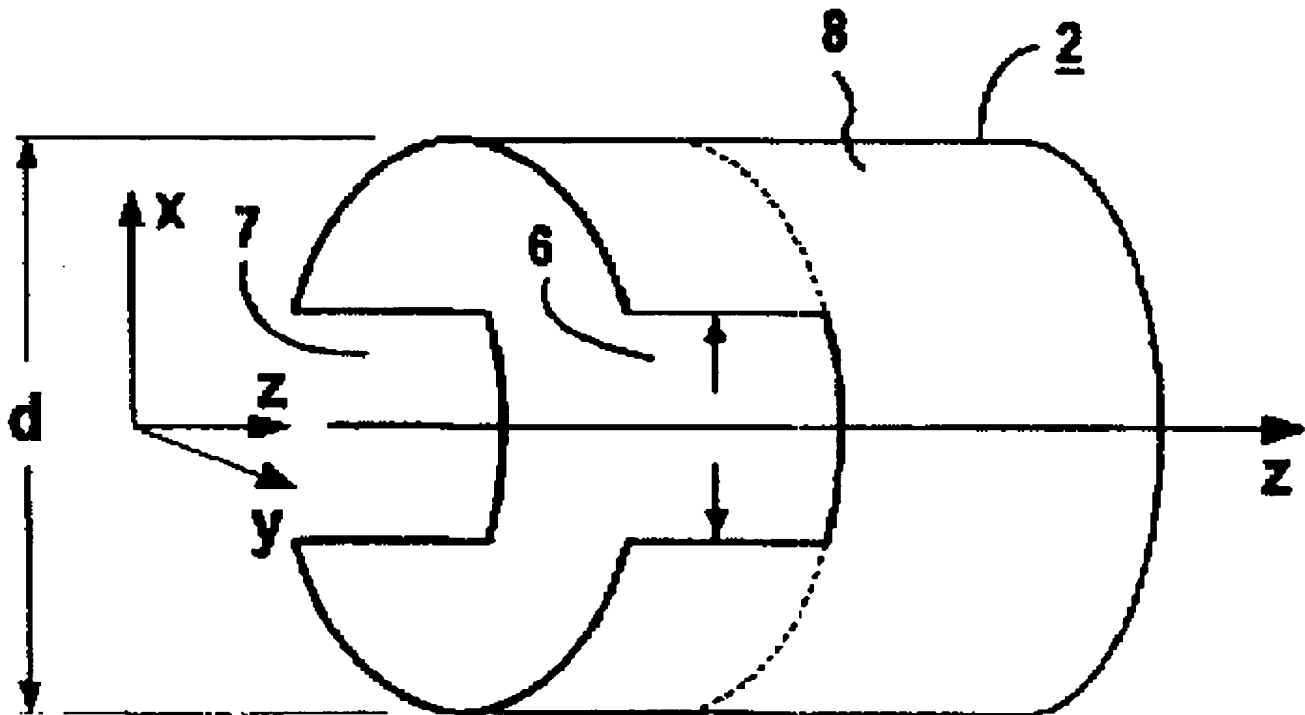


FIG 9

AN: PAT 2000-107282
TI: Gradient coil system for magnetic resonance imaging device
has two tesseral gradient coils on cylinder surface and
transverse gradient coil projecting beyond cylinder surface
PN: **DE19829298-A1**
PD: 13.01.2000
AB: The device has two tesseral gradient coils arranged on a
cylinder surface and a transverse gradient coil consisting of a
coil pair, which projects beyond the cylinder surface in the
transverse direction at one end. A relative spacing is provided
between the partial coils of the transverse gradient coil in
the tesseral direction. The linearity centres of the tesseral
coils are offset from their geometric centres and coincide with
the linearity centre of the transverse coil.; Provides gradient
coil system with small internal diameter and wide application
range.
PA: (SIEI) SIEMENS AG;
IN: GEBHARDT M;
FA: **DE19829298-A1** 13.01.2000; US6351123-B1 26.02.2002;
DE19829298-C2 31.05.2000;
CO: DE; US;
IC: A61B-005/055; G01R-033/20; G01R-033/385; G01V-003/00;
MC: S01-E02A; S01-E02A2; S01-E02A8A; S03-E07A; S05-D02B1;
V02-F01G; V02-F03B;
DC: P31; S01; S03; S05; V02;
FN: 2000107282.gif
PR: DE1029298 30.06.1998;
FP: 13.01.2000
UP: 26.03.2002



THIS PAGE BLANK (USP 10)